

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-128990

(P2001-128990A)

(43) 公開日 平成13年5月15日 (2001.5.15)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード (参考)
A 6 1 B 18/12		A 6 1 B 17/28	3 1 0 4 C 0 6 0
17/28	3 1 0	17/32	3 2 0
17/32	3 2 0		3 3 0
	3 3 0	17/39	3 2 0
			3 1 0

審査請求 未請求 請求項の数28 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2000-156193 (P2000-156193)

(22) 出願日 平成12年5月26日 (2000.5.26)

(31) 優先権主張番号 9 9 1 2 6 2 7 . 8

(32) 優先日 平成11年5月28日 (1999.5.28)

(33) 優先権主張国 イギリス (G B)

(71) 出願人 500241907

ギラス メディカル リミテッド

イギリス国, ウェールズ, シーエフ 3

0エルティー, カーディフ, セント

メロンズ, フォートラン ロード

(72) 発明者 キース ベニー

イギリス国, エヌビー 5 4エルユー,

モンマウス, アッパー レッドブルク,

ウッドランズ

(74) 代理人 100091834

弁理士 室田 力雄

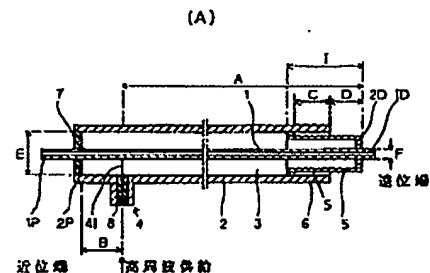
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気外科用器具及び電気外科用ツール変換器

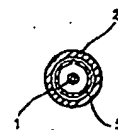
(57) 【要約】

【課題】 組織に過大な損傷を与えることなく、必要とする組織の場所にエネルギー供給を限定できる電気外科用器具及び電気外科用ツール変換器の提供を課題とする。

【解決手段】 電気外科用器具は導電性材料で作られ同軸伝送線路を構成する同軸の内部及び外部の筒状部材 1、2 を持つ。内部部材 1 は好適には内部部材 1 の遠位端 1 D を超えて突出するツールの作動要素と共に腹腔手術器具を受けるような寸法に作られる。或いは内部部材 1 そのものがその遠位端に作動要素を内蔵することもできる。外部部材 2 は内部部材 1 の遠位端 1 D から離れた場所で内部部材 1 に接続され、内部及び外部部材の間の接続点 7 の遠位側で無線周波 (r. f) フィーダ 4 が内部部材 1 に接続される。接続点の間では内部部材 1 によって形成されるか、又はそれに関連する無線周波 (r. f) 分離構造が備えられて器具の動作周波数で両接続点 4、7 間の直列インピーダンスを形成する。



(B)



【特許請求の範囲】

【請求項1】 近位端と遠位端を有する細長い筒状の内部部材であって、

前記両端間が直流的に導通するように該部材の少なくとも一部が導電性を持つ内部部材と、

前記内部部材を取り囲む細長い筒状の導電性の外装であって、内部部材の導電性材料からは間隔を開けて配置されることにより、内部部材と外装とで同軸伝送線を構成し、遠位端よりも近位側に離れた位置で内部部材に電気的に結合されている外装と、

外装と内部部材の間の接続部よりも遠位側で内部部材に結合されたフィードと、

内部部材とフィード及び外装との前記両結合部の間の無線周波（ $r.f$ ）絶縁構造であって、器具の動作周波数において前記結合部間に直列インピーダンスを形成する無線周波（ $r.f$ ）絶縁構造を含むことを特徴とする電気外科用器具。

【請求項2】 絶縁構造が前記結合部の間の内部部材の1区間から構成され、この区間が、 m を奇数とし、また λ を動作周波数に関係付けられた波長として、 $m\lambda/4$ の電気的な長さをもっていることを特徴とする請求項1に記載の電気外科用器具。

【請求項3】 絶縁構造が前記両結合部の間の内部部材の1区間によって形成されるインダクタンスを含み、この区間が透磁率の高い材料の部材によって覆われている請求項1に記載の電気外科用器具。

【請求項4】 高い動作周波数及び低い動作周波数で動作し、絶縁構造がフィードと減結合容量部の間に延びる内部部材の追加区間を含み、この容量部がフィードと高透磁率で覆われた前記内部部材の区間との間の位置で内部部材と外装の間に接続されており、内部部材の追加の区間が、 m を奇数とし、 λ を高い方の動作周波数に関係付けられた波長として、 $m\lambda/4$ の電気的長さを持つことを特徴とする請求項3に記載の電気外科用器具。

【請求項5】 絶縁構造が器具の動作周波数で共振することを特徴とする請求項1～4の何れかに記載の電気外科用器具。

【請求項6】 外装と内部部材に接続されたフィードの導体との間に結合されたコンデンサを更に含み、該コンデンサは器具の動作周波数において前記インダクタンスと共振することを特徴とする請求項3又は4に記載の電気外科用器具。

【請求項7】 絶縁性ジャケットが、照明を内部部材の遠位端まで伝え、或いはまた画像用の光を遠位端から内部部材の近位端へ伝えるための誘電性光学材料を含んでいることを特徴とする請求項1～6の何れかに記載の電気外科用器具。

【請求項8】 筒状の内部部材の中に収容される金属性シャフトを有する外科用ツールを含んでおり、該外科用ツールは内部部材の遠位端から突出すると共に、内部部

材の導電性材料に電気的に結合された可動の作動要素を含んでいることを特徴とする請求項1～7の何れかに記載の電気外科用器具。

【請求項9】 少なくとも300MHzの動作周波数での電気外科的な処置を行うための電気外科用器具であって、

機械的または光学的な機能要素を収容する細長い導電性の内腔と、

内腔の遠位端にあつて内腔と電気的に結合された電極と、

内腔の周囲に同軸的に配置される細長い導電性の外装であつて、内腔の遠位端に隣接する遠位端を有し、外装と内腔とによって同軸伝送線を形成するよう絶縁層を内包する寸法にされたものと、

外装内での電気外科用電流の流れを制約するために外装の遠位端に関係付けられた絶縁構造を含むことを特徴とする電気外科用器具。

【請求項10】 絶縁構造が外装の遠位端領域内でほぼ平衡状態となる給電点を生じさせるようにした平衡不平衡変成器を含んでいることを特徴とする請求項9に記載の電気外科用器具。

【請求項11】 平衡不平衡変成器が4分の1波長のスリプ平衡不平衡変成器であることを特徴とする請求項9又は10に記載の電気外科用器具。

【請求項12】 外装が動作周波数での電流に関して近位側で内腔に結合され、また内腔が外装への結合点から軸方向に離れた位置で給電構造に結合されており、その距離は前記結合部の近位側に延長される内腔部分が動作周波数において給電構造から電気的に絶縁されるような距離であることを特徴とする請求項9～11の何れかに記載の電気外科用器具。

【請求項13】 給電構造は外装の側部開口部を含んでいることを特徴とする請求項12に記載の電気外科用器具。

【請求項14】 給電構造と外装の遠位端との間の軸方向距離が実質的に $n\lambda/2$ という電気的な長さに対応し、ここで n は整数（1、2、3・・・）であり、 λ は動作周波数での前記同軸伝送線における波長であることを特徴とする請求項12又は13に記載の電気外科用器具。

【請求項15】 給電構造の近位側の内腔に関係付けられた低周波数絶縁チョークを含み、該チョークは40MHz未満の第2の動作周波数において有効であることを特徴とする請求項12～14の何れかに記載の電気外科用器具。

【請求項16】 最低でも300MHzの動作周波数で電気外科的処置を行うために、細長い外科用ツールを電気外科用器具に変換する電気外科用ツール変換器であつて、

細長い導電性の内腔であつて、内腔の開放した遠位端を

超えて露出した作動要素を持つツールを収容し、内腔の周囲に同軸的に配設されて内腔の遠位端に隣接する遠位端を持つ細長い導電性の外装を形成するものと、内腔と組み合わされることで同軸の伝送線路を形成するように絶縁層を包みこむ寸法にされた外装と、外装内での電気外科用電流の流れを制約するように外装の遠位端に関係付けられた絶縁構造を含むことを特徴とする電気外科用ツール変換器。

【請求項 17】 絶縁構造が外装の遠位端の領域内では平衡状態となる給電点を生じさせるようにした平衡不平衡変成器を含んでいることを特徴とする請求項 16 に記載の電気外科用ツール変換器。

【請求項 18】 平衡不平衡変成器は 4 分の 1 波長のスリプ平衡不平衡変成器であることを特徴とする請求項 16 又は 17 に記載の電気外科用ツール変換器。

【請求項 19】 外装が動作周波数での電流に関して近位側で内腔に結合され、また内腔が外装への結合点から軸方向に離れた位置で給電構造に結合されており、その距離は、前記結合部の近位側に延長される内腔部分が動作周波数において給電構造から電気的に絶縁されるような距離であることを特徴とする請求項 16～18 の何れかに記載の電気外科用ツール変換器。

【請求項 20】 給電構造が外装の側部開口部を含んでいることを特徴とする請求項 19 に記載の電気外科用ツール変換器。

【請求項 21】 給電構造と外装の遠位端との間の軸方向距離が実質的に $n\lambda/2$ という電気的な長さに対応し、ここで n は整数 (1、2、3・..) であり、 λ は動作周波数での前記同軸伝送線路における波長であることを特徴とする請求項 19 又は 20 に記載の電気外科用ツール変換器。

【請求項 22】 給電構造の近位側の内腔に関係付けられた低周波数絶縁チョークを含み、該チョークは 300 MHz 未満の第 2 の動作周波数において有効であることを特徴とする請求項 19～21 の何れかに記載の電気外科用ツール変換器。

【請求項 23】 チョークが 40 MHz 未満の動作周波数において有効であることを特徴とする請求項 22 に記載の電気外科用ツール変換器。

【請求項 24】 請求項 16～23 の何れかに記載の電気外科用ツール変換器と、内腔に収容された外科用ツールとの組み合わせからなる電気外科用器具であって、電気外科用ツールが、組織の電気外科処置用の電極を形成するために内腔の遠位端を超えて突出する作動要素と、内腔の近位端から突出する握り部とを備えていることを特徴とする電気外科用器具。

【請求項 25】 腹腔施術器具であることを特徴とする請求項 24 に記載の電気外科用器具。

【請求項 26】 遠位端の可動の作動要素に対して接続される往復運動可能な作動ロッドを有することを特徴と

する請求項 24 又は 25 に記載の電気外科用器具。

【請求項 27】 往復運動可能な作動ロッドは鉗子であることを特徴とする請求項 26 に記載の電気外科用器具。

【請求項 28】 往復運動可能な作動ロッドは、はさみであることを特徴とする請求項 26 に記載の電気外科用器具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は電気外科用器具及び電気外科用ツール変換器に関し、更に詳しくは純粋に機械的な腹腔施術器具のような外科用器具を電気外科処置の目的に変換する装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 腹腔施術器具の分野では、電気外科用の無線周波 (r. f) 出力を供給して組織を凝固させる機能がよく知られている。また腹腔施術器具として機械的操作または機械的機能を行わせることも知られている。これらの属性を兼ね備えたツールには単電極の器具として使用できる絶縁シャフトを備えた金属性器具が含まれる。この様なツールにはいくつかの問題がある。まず、単電極でパワーを供給する場合、長い導電性の経路により人等の組織に過大な損傷を与える可能性がある。これは特に大きな電流供給を伴う深部での凝固を行う場合に問題となる。第 2 の問題は、その様な大きな電流供給を流すと組織と電極との間の電気的界面に負荷をかけ、組織に炭化または付着、或いはその両方を引き起こすことである。また別の問題として、器具の金属性のシャフトが、侵入口や他の近接して結合された器具への無線周波 (r. f) エネルギーの容量性結合を引き起こすことである。これらの問題を解決するために従来行われてきた 1 つの方法は、双極の器具を使用することである。この場合、2 つの電極が電力を組織に供給するのに使用される。これによりパワーの分布が局限され、隣接する組織への損傷の危険性が軽減される。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 しかしこの様な器具はより複雑であり、鉗子やはさみなどのために可動要素が必要な場合には特に複雑になる。更に、効果が及ぶ深さは電極間の距離によって決まってしまう。

【0004】 そこで本発明の目的は、上記の問題点等を改良した器具を提供することである。

【0005】

【課題を解決するための手段】 本発明の第 1 の態様によれば、電気外科用器具は、近位端と遠位端を備えた細長い筒状の内部部材であって、前記両端間で直流電流が流れるように少なくともその内部部材の一部が導電性を有するものと、細長い筒状の導電性の外装で、内部部材を取り囲んでいるが内部部材の導電性材料からは間隔を開けて配置され、電気的に絶縁性のジャケットを形成する

外装であって、内部部材と外装が同軸の伝送線路を構成し、外装は遠位端よりも近位側の位置で内部部材と電気的に接続されているものと、外装と内部部材の間の接続部分よりも遠位側で内部部材に接続されたフィードと、内部部材とフィードおよび内部部材と外装との両接続点の間の無線周波（ r, f ）絶縁構造であって、該絶縁構造が器具の動作周波数において上記両接続点間に直列インピーダンスを形成するものを含んで構成される。

【0006】絶縁構造の形成は動作周波数に依存する。一般に、絶縁構造は器具の動作周波数に対応した共振周波数を有する共振要素、又は複数の要素からなる共振アセンブリによって構成される。比較的高い電気外科用の周波数、例えば300MHz以上の場合は、上記の絶縁構造は内装と外装及び内装とフィードとの両接続点の間にある内部部材の区間から構成され、この区間は $m\lambda/4$ という電気的な長さを持つ。ここで m は奇数であり、 λ は問題の動作周波数に関係付けられた波長である。この区間の近位側の端では、少なくとも高周波において外装が内装部材に対して結合されているので、この区間がフィードとの接続点で高いインピーダンスを形成するインピーダンス変成器として働く。低い周波数では、外装及びフィードへの両接続点の間にある内部部材の区間で形成されるインダクタンスのような集中要素が好ましく、この内部部材の区間がフェライトリングのような透磁率の高い材料で覆われていることが望ましい。共振コンデンサが、例えば外装からなる接地部分と内部部材に接続されたフィードの導電体との間に結合され、動作周波数での並列共振構造を構成する。

【0007】例えば300MHzを超える高い動作周波数と300MHzよりも低い動作周波という2つの非常に離れた周波数で、内部部材の近位側端部をフィードの接続から絶縁する絶縁構造を構成することが可能である。前記2つの周波数は典型的にはそれぞれ2.45GHzと5MHzである。この場合、互いに電気的に直列に配置された内部部材の2つの区間は、それぞれ高い周波数と低い周波数での共振アセンブリ、又は共振ユニットの要素を構成する。第1の区間は、内部部材から外装への接続点と、内部部材と外装との間の減結合容量との間に延設することができ、第2の区間は減結合容量と外装から内部部材への直流接続点との間に延設される。この後者の接続点は内部部材の遠位端から最も離れた位置にある。第1の区間は上で説明した電気的な長さで4分の1波長の長さを持ち、一方、第2の区間は透磁率の高い材料で覆われており、その結果、2つの区間はそれぞれ高い周波数と低い周波数での絶縁のためにインピーダンス変成器及び直列インダクタンスを形成する。減結合容量は、高い周波数では外装と内部部材の間の低インピーダンス接続を可能にするが、低い周波数ではそうではないことが理解されるであろう。低い周波数では、第1の区間は低い直列インピーダンスとして働くのである。

【0008】内部部材の導電性材料と外装の導電性材料との間の絶縁ジャケットは2つの機能を果たすことができ、内部導体としての内部部材と外部シールドとしての外装とからなる同軸伝送線路の絶縁性媒体を構成するだけでなく、器具が内視鏡として使われる時には、内部部材の遠位端に隣接する施術部位を照明し或いはその部位を観察するための光学的経路としての役割も果たすことができる。従って、内部部材と外装との間隙にはガラスまたは透明プラスチックのような誘電性光学材料を筒状、棒状または繊維状に成形して充填することが出来る。この光学材料は外装の中で内部部材を支持する機能を果たすこともできる。

【0009】本発明の第2の態様によれば、最低でも300MHzの動作周波数で行う電気外科的処置用の電気外科用器具が提供される。この電気外科用器具は、機械的または光学的な機能を持つ要素を収容する内腔と、内腔の遠位端にあって内腔と電気的に結合された電極と、内腔の周囲に同軸的に配置され、内腔の遠位端に隣接する遠位端を有する細長い導電性の外装であって、外装と内腔とが組み合わされて同軸伝送線路を形成するように絶縁層（これは空気であっても良い）を取り囲む寸法に作られているものと、外装内での電気外科用電流の流れを制約するために、外装の遠位端に関係付けられた絶縁構造を含んで構成される。

【0010】本発明の第2の態様によれば、最低でも300MHzの動作周波数での電気外科的処置を行うために、細長い外科用ツールを電気外科用器具に変換する電気外科用ツール変換器が提供される。この電気外科用ツール変換器は、内腔の開放した遠位端を超えて露出して内腔と電気的に結合した電極を形成する作動要素を備えたツールを受け入れる細長い導電性の内腔と、内腔の周囲に同軸的に配置され、内腔の遠位端に隣接する遠位端を有する導電性の細長い外装であって、外装と内腔とが組み合わされて同軸の伝送線路を形成するように絶縁層を取り囲む寸法に作られているものと、外装内での電気外科用電流の流れを制約するように外装の遠位端に関係付けられた絶縁構造を含んで構成される。

【0011】上記の絶縁構造は平衡不平衡変成器を含むことができるが、これは通常は4分の1波長スリーブによる平衡不平衡変成器である。この1波長スリーブによる平衡不平衡変成器は、例えば鉗子の爪の対、又ははさみの刃の対のような器具の作動要素が取り付けられる外装の遠位端領域において、十分に平衡が取れた給電点を生じさせる。本発明の好適な例では、外装は、動作周波数での電流に関して、近位側で内腔に結合される。そして内腔それ自身は、外装への結合点から軸方向に離れた場所で給電構造に結合されている。この軸方向の間隔は、動作周波数で内腔が外装に電気的に短絡され、外装と内腔は動作周波数で給電構造から絶縁される様な間隔とする。通常、外装－内腔間結合と給電構造の内腔への

結合点との間の距離は4分の1波長であり、この場合の波長は、外装と内腔とで構成される伝送線路での電気外科用エネルギーの電気的な波長である。

【0012】給電構造と外装における各不連続部、特に外装の遠位端、との間の軸方向の距離は、外装と内腔で構成される伝送線路が給電構造と同じ特性インピーダンスを持たなくてもよいように、対応する電気的な長さが半波長、又はその整数倍となるようにすることが好ましい。 $\lambda/2$ の整数倍の構造とすることにより、給電構造から離れた端で給電構造の特性インピーダンスにほぼ対応した電源インピーダンスが得られる。事実、例えば外装が直径の異なる部分を持つことにより異なる特性インピーダンスを持つ複数の区間を有するように伝送線路を構成することが可能である。その様な状況では、各区間は $\lambda/2$ の整数倍である電気的な長さを持つことが好ましい。

【0013】300MHzと100GHzの間の周波数で電気外科用パワーを供給することにより、いくつかの利点を得られる。電気外科用エネルギーはほとんど誘電体によって伝播され、そのため電極と組織との間の導電性の界面は低周波の場合に比べてあまり重要ではない。電場を制約することにより、小さな電極で比較的大きな範囲を処置できるように、処置範囲を定めることができる。コスト上の利点のためには、特に鉗子の様な操作可能な器具に関して、作動要素はコストの高い金属製技術ではなく埋め込み導体を有する誘電体で構成できる。UHFエネルギーの吸収、特にISM（産業／科学／医療）用周波数である2450MHzでのエネルギーの吸収は水分によって決まるが、このことは変動しやすい組織の性能が事実上排除されることを意味する。例えば通常の低周波数での電気外科処置では、導電性によって性能が決定される。脂肪の導電性は血液や胆汁のような導電性の高い体液の数分の1に過ぎない場合がある。しかし水分の値は余り変わらず、従ってUHF性能はそれほど変動しない。

【0014】上で述べた近位側のトラップと遠位端の平衡不平衡変成器により、UHF動作周波数では電気外科用電流を器具の選択された領域に隔離することができる。従って、例えば内腔と外装がそれらの全長を通じて導電性を持っているために、器具がその構造全体で電気的に連続していたとしても、選択された領域だけが電気外科用の電流と電圧を帯びる。例えば、器具、或いは器具と挿入された電気外科用でないツールとの組み合わせは、処置範囲と電気的に導通している露出した金属製の握り部またはハンドルを持っていても、使用者に危険は無い。このことはまた、ツールが内腔の内に収容されるロッドアクチュエータ等を含んで、完全に金属だけで作られていても良く、また従ってより堅固に製作できることを意味する。

【0015】外装は通常、近位側に備えられた側部開口

部から、同軸伝送線路によって或いは5GHzを超える周波数では導波管によって供給される。内腔と外装の間の環状の断面空間には、照明及び観察のための光ファイバー、又はロッドレンズを含む誘電性媒体と、流体の注入または取り出しのための流体通路を収納できる。上で述べたUHF電気外科用エネルギーの選択的な結合により、標準的な腹腔手術器具または内視鏡を、組織に対する電気外科的用途に変換することが可能になる。本発明はまた、腹腔手術用の電気外科用器具にも適用可能である。従って本発明によれば、上記ツール変換器と内腔の中に収納された外科用ツールの組み合わせからなる電気外科用器具が提供できる。そしてこの場合、前記外科用ツールは内腔の遠位端から突出して組織の電気外科的処置用の電極を形成する作動要素と、内腔の近位端から突出した握り部を備えている。

【0016】この器具は、また比較的低い周波数、即ち300MHz未満、通常は100KHzと40MHzの間で動作するようにすることもできる。この場合、チョークが、外装と内腔とで形成された伝送線路の近位側端で、内腔の周囲に配置される。これによって低周波の電気外科用電流が、内腔或いは内腔の中に収容された外科用ツールのシャフトを伝わって近位側に流れるのを防止する。同じ給電構造を低周波数及びUHFの電気外科用エネルギーの供給に使用できる。チョークは集中インピーダンス回路を構成し、また組織から給電構造に接続された無線周波（r. f）発生源に戻る帰還経路は、患者と接地されているであろう帰還導体との間の浮遊容量を経由する。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を添付図面を参照しながら説明する。

【0018】図1において、腹腔手術用ツールを電気外科用器具に変換する装置は、細長い導電性の筒状の内腔1と、内腔1の周囲に同軸的に配設されて内腔1の遠位端1Dに隣接する遠位端2Dを有する細長い導電性の外装2とからなる。外装2は絶縁層3を取り囲む寸法に作られ、これによって外装2と内腔1とで給電構造4から外装2の遠位端2Dに延びる同軸伝送線路を構成する。ここで内腔1は遠位端1Dで終端となる突出遠位端部を持つ。外装2の遠位端は絶縁構造として構成され、本形態では、外装はその筒状本体6内に筒5として形成された小径の内側遠位端部を有する。筒5はその近位側の外周で本体6に電気的に接続され、本体6と内側部5とが、それらの間に薄い環状の空間Sを持って、重なった形状とされる。この空間Sは主要な外装2内空間3内の媒体とは誘電率が異なる材料（図示せず）で充填されることができる。重なり部分の電気的な長さは4分の1波長、或いは4分の1波長の奇数倍とし、それにより内側の筒5と重なる場所における外装2の本体6がスリーブ状平衡不平衡変成器を構成する。このスリーブ状平衡不

平衡変成器は、内腔1が外装2の遠位端2Dから出てくる位置で、通常、平衡状態を促進する。この構造が外装2の近位端2Pと内腔1の間の低インピーダンス接続7

(この場合は短絡)と組み合わせられることによって、電気外科用の電場が内腔1の遠位端1Dで生じ、一方、外装2は平衡不平衡変成器の近位側の外全長にわたって実質的に大地電位に維持される。

【0019】無線周波(r.f)給電構造4は同軸フィーダからなり、その内部導体41は外装2の側部開口部8を通して、低インピーダンス接続点7から離れた位置で内腔1と接続される。この間隔(B)は4分の1波長 $m\lambda/4$ (mは好適には1に等しい)の奇数倍とし、内腔1を給電構造4から離れた場所で大地から絶縁できるようにし、内腔1はその近位端において無線周波(r.f)給電4のスクリーンに接続された外装2との接続により接地される。

【0020】給電構造またはフィーダ4の特性インピーダンスは通常は50Ωである。内腔1と外装2(内側の遠位端部5を含む)によって形成される伝送線路は、2つの異なる特性インピーダンスを有する2つの区間を持っている。第1の区間はフィーダ4から内側部5の近位縁まで延び、通常は10Ω以下である第1の特性インピーダンスを持っている。第2の区間は外装2の遠位端部5で構成され、第1の区間の場合よりも多少低い第2の特性インピーダンスを持つ。これらの特性インピーダンスは、フィーダ4の特性インピーダンスとは異なり、また互いに異なり、内側部5の電気的長さ及び外装2の無線周波(r.f)給電点から遠位端2Dまでの電気的長さは、 $\lambda/2$ の整数倍である(ここで整数倍とは、1以上の任意の整数を意味する)。これにより少なくとも近似的には、遠位端2Dでの動作インピーダンスはフィーダ4でのインピーダンスに等しくなる。内腔1の内部経路1Pは、鉗子、はさみ、又は内視鏡のような腹腔手術用ツールを受け入れるような寸法とする。当該技術分野に習熟した者にとっては他の可能性も明白であろう。ツールは、図示していないが、組織の電気外科処置のための能動電極を形成するように、ツールの作動要素または作動部分が内腔1の遠位端1Dから突出すると共に内腔1に電気的に結合しているといった形で取り付けられている。

【0021】UHF以上での電気外科用パワーの結合は、内腔1と挿入されたツールの間の容量結合または電磁結合によって間接的に行える。かかる外科用ツールは通常はステンレス鋼で作られるが、このステンレス鋼は導電体としては比較的劣る材料である。内腔1は銀または銅で外面がメッキされる。或いは内腔1が外科用ツール自体のシャフトを構成する場合は、そのシャフトに銀または銅でメッキされた外側層を持たせてもよい。外装2は、低損失の誘電性スペーサ(図示せず)によって内腔1から分離することができ、或いは空間3は誘電性の

光ファイバーまたはロッドで満たしてもよい。この誘電性の光ファイバーまたはロッドは、施術部位の照明または観察、乃至その両方の光学的機能を行うだけでなく、外装2内での内腔1の支持も行う。

【0022】外装2の直径は、主に必要とされる特性インピーダンスによって支配される。図1は模式的なものであり、正しい縮尺の図ではないことに留意すべきである。特性インピーダンスが50Ω以上の場合は、外装2の内径Eと内腔1の外径Fの比は非常に大きく、図1に示した構造がその中に挿入された外科用ツールの3倍もの直径を持つことがある。内腔1と外装2の間の空間3が光ファイバーまたは流体の管のために利用される場合は、この大きな比が有利であろう。しかし凝固性能は低い特性インピーダンスの使用によって改善されることが多く、対象となる組織のインピーダンスは通常50Ω未満である。この様な状況では、外装2の内径Eと内腔1の外径Fとの比(E/F)を小さくすることができる。実際、外装2の特性インピーダンスは10Ω程度まで小さくでき、その結果、内腔1(通常4フレンチ又は5フレンチのツールを収納する)の外径Fよりも器具の直径がわずかに20%から30%ほど大きいだけとなる。

【0023】好適には、中間の特性インピーダンスを持つ伝送線路からなる4分の1波長の変成器区間(図示せず)を50Ωのフィーダ4と開口部8の間に直列に挿入し、外装2と内腔1の組み合わせの特性インピーダンスを前記フィーダ4の特性インピーダンスにマッチングする。この変成器は外装2を含むツール変換器構造の中に組み込まれたフィーダ自体の一部であってもよい。これにより、例えばこれらの影響が上記の半波長構造の使用によって改善されるとしても、インピーダンスが適合していない場合に生じる定在波の発生を回避できる。当該技術分野でよく知られているように、かかる変成器(図示せず)のインピーダンスはマッチングされた2つのインピーダンスの幾何平均である。

【0024】図1の装置の変形例を図2に示す。図2においては、4分の1波長の平衡不平衡変成器が図1とは異なる構成になっている。それで外装2はフィーダ4と外装2の遠位端2Dの間で一定の内径Eとなっている。図1における内側の遠位端の代わりに、外装2には該外装2の本体6に電気的に接続された1つの縁を持つ4分の1波長スリーブ15が設けられている。スリーブ15の他方の縁は開路とされている。2つの部材(6と15)の間の薄い環状の空間Sの電気的長さは、軸方向に $\lambda/4$ に等しくされる。この場合も、外装2は平衡不平衡変成器の区間からある距離だけ遠位側に突出し、内腔1は環状の絶縁物16によって支持されている外装2の遠位端2Dから先に突出する。本例においても、外装2におけるフィーダ4と遠位端2Dの間の全電気的な長さは、好適には半波長の整数倍である。

【0025】図3は通常5GHzよりも高い周波数で使

用される別の例であり、導波管フィーダ4Wを有するものを示す。この導波管の横断面寸法は動作周波数に反比例する。導波管内には、寸法を更に小さくするために、空気よりも誘電率の高い低損失の誘電体を充填してもよい。導波管フィーダ4Wからのエネルギーは外装2の側部開口部8Wを通じて同軸伝送線路に結合され、それにより内腔1と外装2の組み合わせにより構成された伝送線路に結合される。短絡された端部を有する筒状の側部スタブ20は2タイプの伝送線路の間のマッチングを行う。

【0026】状況によっては、同一の器具を使ってUHF以上の周波数とものと低い周波数の両方の電気外科用エネルギーを、施術用電極に供給できることが有利な場合もある。実際、両方の周波数成分を同時に供給することは有利であろう。図4の例ではこれが可能となる。この例は図2に示した例と類似しているが、フィーダ4から中央内腔1への接続と外装2の近位端での内腔との間における高い直列インピーダンス成分という特徴が付け加わっている。低周波数（通常100KHzから40MHz）だけでなく300MHzまでの周波数で動作させるために、内腔1の内面と挿入された器具のシャフトの間に導電性の経路が設けられる（図示せず）。

【0027】図1～3に示した上記の各例と同様、フィーダ4から電気的に適切な距離だけ離れて、内腔1と外装2とを低インピーダンス成分をもって接続することにより、UHFでの電気外科用エネルギーは外装の近位端及び器具から絶縁される。本例では、低周波数電圧を内腔1と外装2の間で発生させる必要があり、低インピーダンス成分はUHFで事実上短絡する分路コンデンサ25として形成される。このコンデンサは通常、内腔1の周囲の環状の誘電体で構成することができ、それによりこの領域内で対向する外装2と内腔1とが十分に高い値のコンデンサを形成するようにする。低周波数成分は、金属性短絡部と直列インダクタンスによって外装2の近位端と器具からそれぞれ独立に絶縁されている。前記金属性短絡部は内腔1と外装2の拡張部分2Eの間の導電性エンドプレート（端面板）30によって形成される。また前記直列インダクタンスは、（a）内腔1のコンデンサ25とエンドプレート接続30との間の内腔1の区間31によって形成され、及び（b）拡張部分2Eの外装壁と内腔1との間の空間を満たすリング32によって形成される。

【0028】リング32はニッケル・亜鉛・フェライト混合物のような高い透磁率を持つ磁性材料で作られる。例として、5MHzで動作するのに適した材料はフェアライト（FairRite）のニッケル・亜鉛・フェライト混合物#61である。この材料は5MHzでは相対透磁率が120、Q値が100を超える。その結果得られる直列インピーダンスは、角周波数、フェライト製スラグ32の相対透磁率及び断面の磁束部分の有効面積の

積を、磁束経路の有効長さで割った値である。この場合、スラグの長さ30mm（寸法G）、外径28mm、及び内腔の外径（E）を2.3mmとすると、5MHzでフィーダ4の活導体と接地導体の間の誘導性リアクタンスは40Ωとなる。インダクタンス31、32が低い動作周波数で共振回路を形成するために、外装2と内腔1に接続されたフィーダ4の導体41との間にコンデンサが接続される。

【0029】図5に図4で述べた器具を2周波数の電気外科用発生器に接続した状態で示す。低い動作周波数でインダクタンス31、32と共振するコンデンサは、出力発生器40内で、図5に示すように、フィーダケーブル34そのもの、又はフィーダ内に置かれたより低周波数の同調リアクタンス36（これはケーブル34のリアクタンスによって、容量リアクタンスであったり電磁リアクタンスであったりする）、或いはその両方で構成することができる。

【0030】出力発生器は、2.45GHzで動作する第1のUHF発生器42、通常5MHzで動作する第2の長波発生器44という2つの電気外科用無線周波発生器を含む。それぞれ出力線42A、44Aを持ち、フィーダ4に接続された出力発生器40の出力を構成する出力46Aを持つ結合器に電力を供給する。器具の近位端における低周波数の分離のための同調リアクタンスは、ここでは出力線44A中の分路リアクタンス36からなる。2つの無線周波発生器42、44は出力発生器40内のコントローラモジュール48によって制御され、コントローラには出力発生器の起動のためのフットスイッチ、又は手元スイッチ50に接続された入力48Aが供給される。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による第1のツール変換器で、2450MHzで動作するものを示し、（A）は縦断面図、（B）は横断面図である。

【図2】ツール変換器の変形例を示し、（A）は縦断面図、（B）は横断面図である。

【図3】導波管給電構造を持つツール変換器の変形例を示し、（A）は縦断面図、（B）は横断面図である。

【図4】図2に示したものと同様の、ただし100KHzから40MHzまでの周波数範囲でも動作可能である点が異なるツール変換器を示し、（A）は縦断面図、（B）は横断面図である。

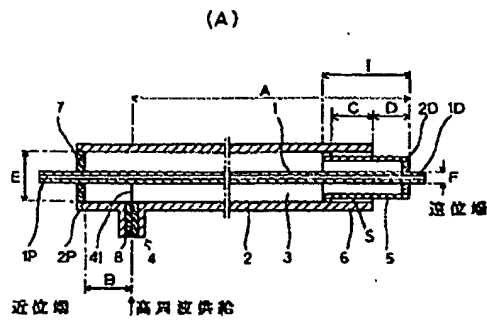
【図5】電気外科用の出力発生器に接続された図4のツール変換器を示す図である。

【符号の説明】

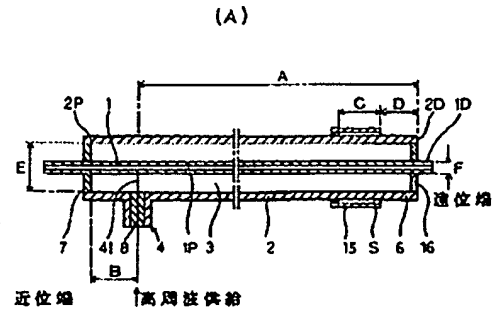
- 1 内腔
- 1D 遠位端
- 2 外装
- 4 無線周波（r.f）給電構造（フィーダ）
- 6 本体

7 接続点

【図1】



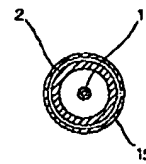
【図2】



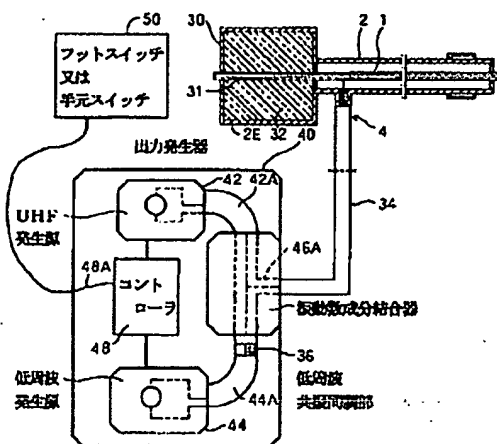
(B)



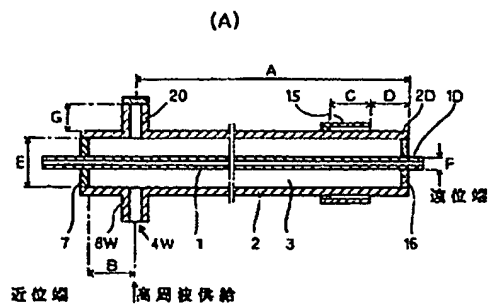
(B)



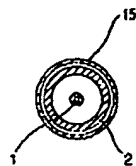
【図5】



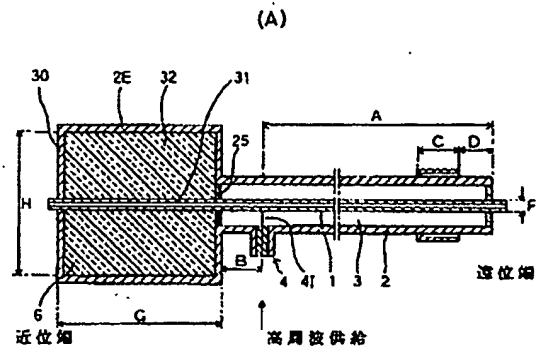
【図3】



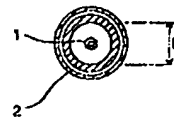
(B)



【図4】



(B)



フロントページの続き

(72)発明者 フランシス アモアー
イギリス国、 ウェールズ、 シーエフ14
1 ティーイー、 カーディフ、 ウィッ
トチャーチ、 グリーンフィールド ロード
36

(72)発明者 コリン チャールズ オーウェン ゴブル
イギリス国、 ウェールズ、 シーエフ64
1 エーティー、 サウス グラモーガ
ン、 ペナース、 クリーブ クレセン
ト、 オズボーン ハウス 5

Fターム(参考) 4C060 FF12 GG28 KK04 KK06 KK08
KK22